原 著

ピンホールカメラと CR 装置を利用した診断域 X 線における散乱線像の作成

宮 村 聖 也・浦 橋 信 吾*・加 村 鉄 郎

中 井 武 美・中 島 伸一郎・須 藤 敏

柳 沢 正 和・新 倉 雅 人

横須賀市立市民病院放射線技術科

*日本大学医学部放射線医学教室

(論文受理 1994 年 6 月 2 日)

(最終論文受理 1995 年 3 月 17 日)

(Code No. 620, 830)

Key words : Pinhole Camera, Scattered Raidations, Imaging Plate, Dosimetry, X-ray radiography.

**IMAGING OF THE SCATTERED X-RAYS IN DIAGNOSTIC RADIOGRAPHY USING
A PINHOLE CAMERA AND A CR SYSTEM**

SEIYA MIYAMURA, SHINGO URAHASHI*, TETUROH KAMURA

TAKEMI NAKAI, SHINITIROH NAKAJIMA, SATOSHI SUDOH

MASAKAZU YANAGISAWA, MASATO NIKURA

Department of Radiological Technology Yokosuka City Hospital

*Department of Radiology School of Medicine Nihon University

Summary

The computed radiography (CR) system with an imaging plate has been widely used in diagnostic radiography.

Recently, imaging plate detectors are also being used in other fields as a two-dimensional detector for radiations.

This study could show images of scattered X-rays from the object or patients in diagnostic radiography, using a pinhole camera and a CR system. Utilizing the high sensitivity and wide dynamic range characteristics of the CR system made it possible to obtain image scattered X-rays.

The results of this study indicated that 1) scattered X-rays were much generated to a great extent from the primary X-ray incident side of the object, 2) were greatly generated from low density materials such as water, muscular and fatty tissues compared with high density materials such as a contrast medium and bones, and 3) images of the scattered X-rays from patients in diagnostic radiograph were able to be obtained.

1. はじめに

輝尽性蛍光体を用いた imaging plate (以下 IP) による X 線画像システムが園田、宮原らにより発表されて以来、X 線診断領域に広く普及しつつある。IP は放射線治療の領域においても照合写真に利用されている²⁾。

また、バイオサイエンスの領域でもオートラジオグラフィなど二次元放射線分布検出器として利用されつつある^{3,4)}。今回、著者らは IP が放射線に対し高感度であること、かつダイナミックレンジが広い点に着目し、試作したピンホールカメラと組み合わせることで、診断域 X 線による微量な散乱線の測定への応用を試みた。

被写体へ X 線を照射した場合、そこから散乱線が発生する。この散乱線は、種々の測定器によってその空間線量分布や線質の変化などが測定されているが、一次元的な測定点での集計である。本研究は、被写体から発生する散乱線をピンホールカメラを通して高感度の IP で撮像するもので、具体的実験例として、1) 果物を被写体にして X 線照射方向を変化させた場合や、容器と容器内の果物に対し X 線照射を行った場合、2) 同一照射条件のもとで被写体の種類が異なった場合、および 3) 脳血管撮影、頭部 CT の場合における散乱線の発生分布を画像化する実験を行ない、二次元的な観察や測定の可能性についての検討を行った。

また、基礎的な実験として、IP の CR システムにおける最高読取り感度設定時 (以下 S 値 9999) の照射線量と発光量の関係、IP の診断域 X 線に対するエネルギー依存性およびフェーディングについてあらかじめ調べ、二次元測定器として IP の適性について検討した。

2. 実験方法

2.1 使用器材

CR システム：TCR-3030A

IP：ST-III (6 切)

照射線量計：キャピテック model I92

diagnostic chamber：model PM-30 active volume 28 ml

半価層測定装置：Siemens E11-S02-343

X 線発生装置：(東芝) KXO-80

インバータ式 X 線発生装置

2.2 ピンホールカメラ

実験に使用したピンホールカメラは、Fig. 1 に示す 2 種類である。一つは、直径 10 cm、長さが 10 cm の円筒形 (以下 10 cm 型) で周囲を厚さ 2.5 mm の鉛板で遮蔽し、円筒形の中心部に直径 1.5 mm のピンホールを開けた。他の一つは、直径 10 cm、長さ 5.0 cm の円筒形 (以下 5 cm 型) で周囲を厚さ 3.0 mm の鉛板で遮蔽し、円筒形の中心部に直径 2.5 mm のピンホールを開けた。5 cm 型は、ピン

ホールが 10 cm 型より大きい IP に対し被写体からの散乱線を多く受けることで感度が高い。しかし、解像力はピンホールが小さい 10 cm 型の方が優れている。また、ピンホールカメラの感度特性についてファントム実験を行った。

2.3 IP の照射線量と発光量の関係

散乱線像の作成における CR の処理モードは ABDO-MEN. GENERAL を選択した。各設定値は、GT=D, GC=0.6, GA=0.9, GS=0.2, RN=3, RT=Q, RE=0.5, L 値=2.0, IP 読取感度 S 値=9999 で行なった。この条件下における IP の照射線量と発光量の関係を調べた。S 値を 9999 で処理するため X 線照射量を小さくする目的で、付加フィルター 1.0 mmPb を用い、X 線焦点と IP の距離は 300 cm とした。

X 線照射は、X 線管電圧 80 kV、照射線量 1.81×10^{-10} C/kg から 2.53×10^{-8} C/kg (1.0 mAs から 130 mAs) の範囲で行った。照射野の大きさは、 15×15 cm で IP 上の中心部に関心領域 (以下 ROI) 10×10 mm を設定し、TCR の画像解析プログラムを使用して平均 QL 値 (CR 装置内で取り扱っている 10 bits の白黒レベル) を求めた。

本実験では、L 値 2.0 で 2 桁収録なので QL 値を相対発光量 {Relative intensity of photostimulated luminescence (以下 Relative intensity of PSL)} に変換するには、QL 値/512 を 10 の乗数として値を求めた。IP の読取りにおいては、自然放射線の影響を少なくするため、IP は、照射直前に erasing を行ない照射後数分以内に読取りを行った。

2.4 エネルギー依存性

IP の診断域 X 線に対するエネルギー依存性を調べる実験は、次の様な理由で直接 X 線で行った。

1) 微量な散乱線の半価層を正確に測定できる適切な指頭型電離箱がないこと、2) 水ファントムに X 線管電圧 50 から 100 kV の X 線を照射した場合の 90 度方向の散乱

Fig. 1 Pinhole cameras.
Left : 5 cm type pinhole camera
Right : 10 cm type pinhole camera

X線の実効エネルギーは、Monte Carlo の計算値ではあるが30.4から43.2 keV で線質変化があまり大きくないとの報告がある⁵⁾ こと。以上の理由でIPの照射実験は、X線管電圧40から120 kV の直接X線について、AlまたはCuの付加フィルターの厚さを変えて広範囲な線質を作成し行った。X線の線質はSiemensの半価層測定器を用いて、narrow beam で透過率を求め実効エネルギーを計算した。

これら実効エネルギーX線を、IPに一定線量照射した場合の相対発光量の関係を調べた。X線照射は、照射線量計キャピテックPM-30 chamberをIP中心部に置き、X線焦点からIPまでの距離300 cm、照射野を15×20 cmにて行った。照射線量は線量計の測定下限値 2.58×10^{-7} C/kg (1.0 mR)を照射した。この照射条件下において、S値9999ではQL値が飽和するので、S値200(Fixモード)に感度をおとし読み取りを行った。ROIは、chamberの陰影と重ならない部位で大きさを10×10 mmで、QL値から相対発光量に換算した。

2.5 フェーディング

IPのフェーディングの実験は、X線管電圧80 kV、100 mA、0.2 s、距離300 cm、1.0 mmPbの付加フィルターを使用し、 3.61×10^{-9} C/kg (14 μ R、線量値は、距離1.0 mで測定し距離の逆二乗換算)の一定線量を照射した。IPの読み取りは、S値9999で行いIPの経時変化を1分後から24時間後まで調べた。併せてIP個々の感度均一性についても実験を行った。

2.6 ピンホールカメラによる散乱線像作成

ピンホールカメラに、IPを組み合わせた撮像システムを用いて、以下の項目について被写体からの散乱線の画像化を試みた。

1) X線照射方向と散乱線発生

身近な材料であるぶどうやりんごを被写体に用いた。被写体を容器に乗せた場合、あるいは、入れた場合についてX線照射方向と散乱線発生との関係を調べた。

2) 物質の違いによる散乱線発生

ヨード造影剤(ガラス容器に入ったガストログラフィン、アンプルのウログラフィン、イソピスト)、紙コップに入れた130%硫酸バリウム(以下バリウム)および水、オリーブオイルを被写体とした場合また、豚の骨を含んだ軟組織のX線CT撮影時における散乱線発生を調べた。

3) X線撮影時の散乱線発生

頭部脳血管撮影、頭部CT撮影時における、被検者からの散乱線発生分布を調べた。

3. 結 果

3.1 ピンホールカメラの感度特性

Mix-DP板(30×30×5 cm)の一端に照射野12×30 cm、X管電圧80 kV、X線管電流200 mA、照射時間

Fig. 2 Geometrical response to the pinhole camera.

Fig. 3 Exposure dose and PSL amounts of IP.

0.5 s×8回、焦点より80 cmで照射を行い、Mix-DP板の厚さ5.0 cmの断面からの散乱線を10 cm型カメラで表面よりピンホールまで20 cmの距離で撮像した。散乱線像のプロフィールラインをFig. 2に示す。中心部分に対し周辺部は感度が低下するが、カメラの視野1/2半径以内では、感度差はQL値を相対発光量に換算し20%以内であった。

3.2 線量直線性

Fig. 3に、IPの読取感度最大設定時におけるX線照射線量と相対発光量の関係を示す。横軸は、照射線量(mAs値)、縦軸は、相対発光量である。X線管電圧80 kVにおいて照射条件を1.0から130 mAsまで変化させた場合における照射X線量と発光量の関係は正比例であった。

3.3 エネルギー依存性

実験に用いたX線管電圧と付加フィルター、第一半価層、実効エネルギーの関係をTable 1に示す。Table 1に示した実効エネルギー28.0から59.0 keVのX線を一定線量 2.58×10^{-7} C/kg (1.0 mR)を、IPに照射した場合の相対発光量との関係をFig. 4に示す。照射線量に対す

る IP の感度は、X 線エネルギーが高くなるほど増す傾向にあった。実効エネルギーが 40 keV から 59 keV の範囲では、緩慢な上昇を示した。35 keV 以下では、急激に感度が低下した。

3.4 フェーディング

IP に、一定線量 3.61×10^{-9} C/kg ($14 \mu\text{R}$) 照射後の 1 分から 24 時間後までの相対発光量の変化を、自然放射線を含めたノイズ成分を差し引いた値を Fig. 5 に示す。

照射 1 分後を 100% とした場合 10 分後のフェーディングは 10%, 30 分後は 20%, 1 時間後は 27%, 9 時間後は 50%, 24 時間後のフェーディングは 60% であった。

Table 1 Relation between effective energy and PSL amounts

X-ray tube voltage (kV)	Additional filtration	1 st. HVL	Effective energy (keV)	Relative intensity of PSL
40	1.50 mmAl	1.93 mmAl	28.0	7.23
50	1.50	2.53	31.0	9.22
60	1.50	3.00	33.5	11.39
70	1.50	3.45	35.5	12.69
80	1.50	3.93	37.2	13.39
100	1.50	4.85	41.0	13.64
120	1.50	5.66	44.5	13.58
120	0.05 mmCu	0.26 mmCu	48.0	14.33
120	0.10	0.30	50.0	14.33
120	0.15	0.35	53.0	14.86
120	0.25	0.43	57.0	14.86
120	0.30	0.48	59.0	15.06

Fig. 4 Energy response of IP.

Fig. 5 Fading of IP.

Fig. 6 Scattered X-ray images from the grapes put into a dish.
a) Irradiation of the grapes from the left direction.
b) Irradiation to the grapes from the upward direction.
c) Irradiation to the grapes from the left and upward directions.
d) Irradiation to the apples from the upward direction.

また、IP 個々の均一性では、5 枚の IP に一定線量 (3.61×10^{-9} C/kg) 照射後、ROI を 10×10 mm に設定し 4.0 cm 間隔で、9 ポイントサンプリングした。測定の結果不均一性は、標準偏差で 1.14% であった。

3.5 各種被写体からの散乱線像

3.5.1 X線照射方向と散乱線発生

Fig. 6 (a)(b)(c)は、皿に乗せたぶどうを高さ 8.0 cm の発泡スチロール上に置き、X線照射方向を変化させた場合の散乱線像と(d)は、りんごに対し上方向からX線照射した時の散乱線像を 10 cm 型カメラで照射軸に対し 90 度方向 (以下 90 度方向) から撮影した。照射条件は、X線管電圧 70 kV、X線管電流 200 mA、0.5 s $\times$ 8 回、焦点から被写体中心 (以下 FOD) まで 80 cm、被写体中心から IP (以下 OID) まで 45 cm とした。(a)は、X線を左方向から照

Fig. 7 Scattered X-ray images from within the vessel.

- a) Irradiation from the left direction to the grapes put into a 1 mm-glass.
- b) Irradiation from the left direction to the grapes put into a 6 mm-cup.

Fig. 8 Scattered X-ray images from various materials.

- a) From left side gastrograffin, 60 % unogravin, isovist.
- b) Upper: water, middle: olive oil, lower: a 130 % barium sulphate.

射した場合、(b)は、上方向からの照射を示す。(a)(b)ともに入射側からの散乱線の発生が多かった。皿からの散乱線が観察される。(c)は、左方向と上方向からそれぞれ 1/2 の照射を行った時の散乱線像で(a)と(b)の合成の像として撮影されている。(d)では、りんご全体からと照射野内にあるブッキーテーブル (アクリル製) からの散乱線が撮像されているが、発泡スチロールからの散乱線は撮像されていない。

Fig. 7 (a)は、ぶどうを厚さ 1 mm のグラスに入れた場合、(b)は、厚さ 6 mm の陶器製のカップに入れた場合の散乱線画像を反転画像で示した。照射条件は、X線管電圧 78 kV、管電流 200 mA、照射時間 0.5 s で 8 回、FOD 80 cm、OID 35 cm。左方向からX線照射を行い、10 cm 型カメラで 90 度方向から撮影した。グラスと、カップからの散乱線と同時に、容器内部のぶどうからの散乱線が容器壁を通過しているのが画像として確認され、散乱線は入射側に多く発生している。

3.5.2 物質の違いによる散乱線発生

Fig. 8 (a)は、左よりガストログラフィン、ウログラフィン、イソビストからの散乱線像を反転画像で示した。照射条件は、X線管電圧 78 kV、X線管電流 200 mA、照射時間 0.5 s で照射回数 8 回、FOD 80 cm、OID 35 cm。左方向からX線照射を行い、10 cm 型カメラで 90 度方向より撮影した。この散乱線像では入射側の散乱は多く、射出側の散乱線は非常に少ない。すなわち、造影剤のX線減弱と散乱線発生が画像として表現されている。

Fig. 8 (b)は、上段より紙コップに水、オリーブオイルおよびバリウムをそれぞれ 100 ml 入れて作成した散乱線像を反転画像で示した。照射条件は、X線管電圧 78 kV、X線管電流 200 mA、照射時間 0.5 s 8 回、FOD 80 cm、OID 40 cm。左方向からX線照射を行い、10 cm 型カメラで 90 度方向より撮影した。バリウムの場合、X線吸収が高いために発生する散乱線が少ない。

Fig. 9 は、水とオリーブオイルの散乱線像におけるプロフィールラインを示す。縦軸は、QL 値、横軸は、X 軸座標で、X線入射側から射出側にわたってオリーブオイル

Fig. 9 Profile line of water and olive oil.

Fig. 10 CT and scattered X-ray images of a pig tissue phantom.
a) CT image
b) Scattered X-ray image

ルの方が散乱線発生が多いことが分かる。

Fig. 10 は、外側より豚の脂肪、筋肉、骨組織で作成した生体ファントムの CT 像(a)と、散乱線像(b)を示す。撮影条件は、X線管電圧120 kV、X線管電流150 mA×照射時間2.0 s、スライス幅1.0 cm。散乱線像作成では、同一部位を合計3スキャン、10 cm 型カメラを用いた。スライス面は、ファントム端より2.0 cm 深部で行い、ピンホールからスライス面まで30 cm の距離で撮像を行った。散乱線像より、脂肪、筋肉、および骨髄からの散乱線量は緻密質に比べ多く、緻密質、および空気からの散乱は少ない。下部の半弧状の陰影は、ファントムを乗せたアクリル製頭部固定具の散乱線像である。

3.5.3 X線撮影時の散乱線発生

Fig. 11 (a)は、頭部血管撮影における散乱線像である。撮影条件は、正面、側面ともにX線管電圧、76 kV、X線管電流320 mA×撮影時間0.08 s×照射回数22回、FFDは正面120、側面150 cm である。頭頂部より30 cm の距離にIPが位置する様に、5 cm 型カメラを設置した。X線照射は上方向からと右方向である。散乱線像より、入射側からの散乱線が多く射出側では少ないのが観察される。また、一次線による寝台からの散乱線がリング状に観察できる。

Fig. 11 (b)は、実際のCT撮影室における頭部CT撮影時の散乱線像を作成した。撮影条件は、X線管電圧120 kV、150 mA、2.0 s、OMラインからスライス幅1.0 cm で頭頂部へ9スライス撮影を行った。スライス面から、頭頂方向に80 cm の距離にIPを設置し、10 cm 型カメラで撮影した。散乱線像より、頭部外周からの散乱線が多く、中心部は少なく撮影されている。また、ガントリ開口部の壁面の散乱線がリング状に撮像されている。

4. 考 察

Fig. 11 Scattered X-ray images.
a) Scattered X-ray image in an angiography of the head.
b) Scattered X-ray image a X-ray CT of the head.

今回の、ピンホールカメラと CR 装置を利用した散乱線像の作成の試みでは、IP の読取り感度を最大に設定して使用する必要性から、照射線量と IP の発光量の関係について調べておく必要があった。Fig. 3 に示した如く、直線性が維持されている結果が得られた。

また、IP のエネルギー依存性については、table 1 および Fig. 4 に示した如く、X線エネルギーが高くなるほど感度は上昇した。

X線診断で用いられているX線管電圧70 kV (35.5 keV) から120 kV (48.0 keV) の範囲では、一定線量照射に対するIPの相対発光量はそれぞれ、12.69から14.33であった。120 kV に対して70 kV の感度は11.5%低下した。60 kV (33.5 keV)、50 kV (31.0 keV) では、感度がそれぞれ21%、36%低下した。X線管電圧が低い程IPの感度は急激に低下した。これは、IPの発光体の厚さは150 μm と薄い、その組成が BaFBr:Eu²⁺ であり⁶⁾、実効原子番号が49.3と高いため、低電圧領域で表面吸収効果により低感度になったと考えられる。一般診断用X線の被写体からの散乱X線の実効エネルギーは、人体のような低原子番号物質では、一次X線とあまり変わらない⁸⁾と報告されている。また、佐藤ら⁵⁾は、直径18 cm の球形水ファントムに、X線管電圧50から100 kV のX線を照射した場合の90度方向の散乱X線の実効エネルギーは、Monte Carlo 計算値ではあるが、30.4から43.2 keV である、と報告している。したがって、IPをX線管電圧60 kV 以上の直接線や散乱線に対する測定器として用いる場合、20%程度のエネルギー依存性が考えられる。

IPの照射後のフェーディングについては、Fig. 5 に示した如く、10分後で10%、30分後で20%、1時間後で27%、また、外挿値から、9時間で50%と推測される。

かなり大きなフェーディングであった。しかし、散乱線像作成においては、IP の erasing 後 5 分以内で照射から読取りを行ったので、フェーディングによる誤差は小さいと考える。

また、IP における個々の不均一性は、標準偏差で 1.14% と小さかった。

以上から、IP の諸特性を十分理解して使用すれば、診断域 X 線に対する二次元測定器として、有用であろうと考える。

ピンホールカメラに、IP を組み合わせた撮像システムは、被写体から発生する散乱線を画像として視覚的に捕らえることができた。散乱線像上の QL 値測定から相対発光量に変換することで、散乱線発生源分布の定量測定も可能であると考えられる。

診断域 X 線に対する各種物質からの散乱線の測定については、40 年前の橋詰⁷⁾や、35 年前の竹井⁸⁾の報告があり、金属やコンクリートより低原子番号物質やマウスの方が、散乱線が多く発生することが報告されている。それらのデータは、X 線照射物体から任意の測定点における散乱線を比較したものであった。本実験では、物体のどの部分から散乱線が発生しているかを、二次元画像として描出するものである。

各種被写体からの散乱線像についてみると、Fig. 6 に示した如く、水を多く含む物質に対して X 線の照射方向を変化させた実験では、入射側からの散乱線の発生が多いことが観察された。これは、当然一次 X 線量が多く照射される部分から、散乱線も多く発生することを示している。さらに、X 線が物質内で減弱するに従い X 線量が減少し、散乱線の発生量も減少するものと考えられる。

Fig. 7 に示した如く、容器内に入れた水分を多く含むぶどうの X 線照射の散乱線像では、X 線管電圧 78 kV で発生した散乱線が厚さ 1 mm のガラスや、6 mm 程度の陶器製の壁を透過できる X 線エネルギーを有していることを示している。

次に Fig. 8 に示した如く、被写体の種類（原子番号）が異なった場合の実験では、造影剤が X 線を急激に減弱する現象が観察され、射出側では、散乱線量の発生が少ないことが分かる。水やオリーブオイルでは、被写体全体から散乱線が発生している現象が分かる。これは、造影剤と比較した場合、水やオリーブオイルは、X 線が透過しやすく、被写体内部からの散乱線も外部へ放出され、被写体全体から散乱線が発生するものと考えられる。物体を乗せるための台として用いた発泡スチロールのように密度が低く X 線透過が優れている物質の場合は、散乱線の発生がないことが分かる。

Fig. 9 に示した水とオリーブオイルのプロフィールラインの結果から、オリーブオイルの方が高い QL 値を示し散乱線発生量が多いことが分かった。

Fig. 10 に示した豚の組織を用いた生体ファントムを CT 撮影した際の散乱線像では、筋肉、脂肪、および骨髄組織からの散乱線は多く、緻密質、および空気からの散乱線は少ないことが観察できた。筋肉、脂肪、および骨髄からの散乱線が多い理由については、Fig. 7 に示した水とオリーブオイルの場合と同じである。空気からの散乱線が少ない理由は、Fig. 6 の発泡スチロールと同様の理由によるものと考えられる。緻密質の散乱線が少ない理由は未照射部分の吸収効果と考えられる。

Fig. 11 は、実際の撮影現場において頭部血管撮影、CT 撮影において、頭部からの散乱線発生を頭頂部から撮影したものであり、血管撮影では、入射側からの散乱線発生が多く、射出側では少ない。X 線が多く照射されている部分から散乱線が多く発生していることが分かる。CT 撮影における散乱線像から、1) CT スキャンの被曝線量は一般に表面近房が多いこと、2) スキャン移動により円錐形状の頭部表面からの散乱線が累積されること、3) 頭頂部は、撮影時には照射されず吸収体の役目を果たしていること、などの理由により、頭部外周部分での散乱線発生が多いものと考えられる。

5. 結 語

ピンホールカメラと、IP を組み合わせた撮像システムで、被写体からの散乱線像を作成する方法を試み次の結果を得た。

1) TCR システムの IP 読取感度最大設定において、IP の照射線量、相対発光量の関係は、直線性が維持されていた。

2) IP は、診断域 X 線管電圧 60 から 120 kV（実効エネルギー 33.5 から 48.0 keV）の範囲では、エネルギー依存性は、20% であった。

3) 散乱線発生源分布を画像化し視覚的に観察できた。また、散乱線画像上の QL 値から相対発光量を求め、散乱線の定量測定も可能となった。散乱線は、X 線入射側からの発生が多く、射出側からの発生が少なかった。水、筋肉、骨髄、脂肪組織、オリーブオイル等、密度が 1 に近く低原子番号物質からの散乱線が多いことが観察できた。また、造影剤、緻密質など原子番号や密度が高い物質からの散乱線発生は少なかった。

4) 実際の臨床撮影における被検者からの散乱線を、画像化することができた。その他、散乱線発生源の検出測定に応用できた。

なお本論文の一部は第 49 回日本放射線技術学会及び第 68 回日本医学放射線物理学会において発表した。

参 考 文 献

- 1) Sonoda M, Takano M, Miyahara J, et al.: Computed radiography utilizing scanning laser

- stimulated luminescence. Radiology, **148**, 833-838, (1983).
- 2) Wilenzick RM, Merritt C.R.B.: Megavoltage portal films using computed radiographic imaging with photostimulable phosphors. Med. phys., **14**, 389-393, (1987).
- 3) Amemiya Y, Miyahara J: Imaging plate illuminates many fields. Nature, **336**, 89-90, (1988).
- 4) Amemiya Y, Wakabayashi K, Tanaka H: Laser-stimulated luminescence used to measure X-ray diffraction of a contracting striated muscle. Science, **237**, 164-168, (1987).
- 5) 佐藤健児, 古本啓一: 歯科 X 線撮影時における散乱 X 線の線量と線質について, コンピュータ・シュミレーション, 歯放, **23**, 189-203, (1983).
- 6) 宮原諄二: イメージングプレートはなぜ高感度なのか?, Radioluminography, **1**(6), 43-51, (1992).
- 7) 橋詰 雅: X 線遮蔽に関する基礎的研究 第 6 報 背後二次 X 線の線質に就いて, 日本医放会誌, **14**, 26-29, (1955).
- 8) 竹井 力: X 線のエネルギー分析 第 2 報 散乱 X 線 日本医放会誌, **19**, 174-179, (1959).